

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

28.09.00

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年 9月29日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第276450号

出 願 人

Applicant (s):

アークレイ株式会社

REC'D 17 NOV 2000

WIPO

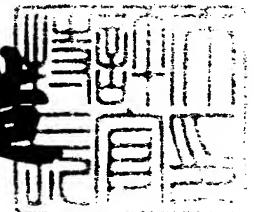
PCT

PRIORITY
DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年11月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3089889

【書類名】 特許願

【整理番号】 P11-275929

【提出日】 平成11年 9月29日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 30/02

【発明の名称】 高速液体クロマトグラフィー装置

【請求項の数】 6

【発明者】

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 株式会社京都第一科学内

 【氏名】 鎌田 高德

【発明者】

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 株式会社京都第一科学内

 【氏名】 廣瀬 和典

【特許出願人】

 【識別番号】 000141897

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7

 【氏名又は名称】 株式会社京都第一科学

【代理人】

 【識別番号】 100086380

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 吉田 稔

【選任した代理人】

 【識別番号】 100103078

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 田中 達也

【選任した代理人】

 【識別番号】 100105832

【弁理士】

【氏名又は名称】 福元 義和

【連絡先】 0 6 - 6 7 6 4 - 6 6 6 4

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 024198

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9804533

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 高速液体クロマトグラフィー装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 検体を希釈液により希釈してなる試料と、移動相としての溶離液とをカラムに供給し、カラムによって分離された成分と前記溶離液とからなる被検液を検出器に供給して、この検出器の測定流路を流れる前記被検液の吸光度を測定することによって、前記検体中の任意の成分の成分比率を測定する高速液体クロマトグラフィー装置であって、

前記検出器は、前記カラムからの前記被検液が流入する供給流路と、この供給流路を通った前記被検液を前記測定流路に流入させる渦流生成路とを有しており、

前記渦流生成路は、前記測定流路に流入する前記被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたことを特徴とする、高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項2】 前記検体は、血液であり、

前記血液中のヘモグロビンにおける糖化ヘモグロビンの比率を測定する構成とした、請求項1に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項3】 前記渦流生成路は、前記供給流路および前記測定流路よりも流路断面積が小さく、かつ、前記渦流生成路の軸芯は、前記測定流路の軸芯を外れた方向に向かって延びている、請求項1または2に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項4】 前記渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯と交差する、請求項3に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項5】 前記渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯および前記測定流路の軸芯とねじれの位置にある、請求項3に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項6】 前記渦流生成路は、前記供給流路側から前記測定流路側にかけて次第に流路断面積が小さくなっている、請求項3ないし5のいずれかに記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、高速液体クロマトグラフィー装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

高速液体クロマトグラフィー装置の一例として、血液中のヘモグロビンにおけるヘモグロビンA1c（以下「HbA1c」と記す）の割合を測定することにより、糖尿病の診断に資する糖化ヘモグロビン測定装置が存在する。この糖化ヘモグロビン測定装置においては、従来、検体としての血液を希釈液で希釈してなる試料の濃度によってHbA1cの測定値が変動し、正確な測定値が得られなかった。すなわち、全ヘモグロビン中のHbA1cの割合が同じ血液であっても、試料の濃度によって測定値が異なっていた。

【0003】

この原因としては、カラムから検出器としての分光光度計の測定流路に至るまでの管路中で、カラムから流出する被検液が層流になり、測定流路において被検液に流路半径方向の濃度勾配が生じる結果、ヘモグロビンの大部分を占めるヘモグロビンA0（以下「HbA0」と記す）を正確に測定することができず、ヘモグロビン全体の測定量に誤差が生じるためと考えられる。

【0004】

すなわち、カラムによって成分別に分離された試料と溶離液とからなる被検液は、管路の管壁抵抗によって、管断面の中心部と比較して周縁部の流速が遅くなっており、この状態が測定流路においても維持されるため、測定流路において流路断面の中心から周縁に向かう方向に被検液の濃度勾配を生じ、管壁近傍が液置換せずに濃度の薄い液になる結果、正確な測定が行なえないのである。特に、このような層流の影響は、被検液の濃度が濃いほど大きいので、ヘモグロビンの大部分を占めるHbA0の測定値に影響を及ぼし、HbA0の測定値が真値よりも小さくなってしまう。

【0005】

この考察は、試料の濃度が濃いほどHbA1cの測定値が高くなってしまいうという経験則と一致する。すなわち、試料の濃度が濃いほど層流の影響が大きく、HbA0の測定値が真値よりも小さくなってしまいう結果、全ヘモグロビンの測定結果が真値よりも小さくなり、それによって全ヘモグロビン中のHbA1cの割合が計算上大きくなってしまいうのである。

【0006】

また、カラムによる分離に充分長い時間をかければ、被検液の濃度が低下し、層流の影響を軽減できるのであるが、高速液体クロマトグラフィーを利用した糖化ヘモグロビン測定装置においては、多数の検体を短時間で測定する必要があり、カラムによる分離に長時間をかけることは不可能である。

【0007】

そこで、従来、カラムから検出器に至るまでの管路であって、検出器付近の位置に、拡散コイルと呼称される螺旋状の配管を設け、この拡散コイルによって被検液を混合し、層流における流路半径方向の濃度勾配を緩和することができ、また、本来溶出されている成分のピークを鈍くすることによって、被検液の濃度変化を緩和させ、これによってHbA0の測定値を真値に近づけるように工夫した糖化ヘモグロビン測定装置が提案されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、拡散コイルを用いた従来の糖化ヘモグロビン測定装置では、高濃度成分であるHbA0の測定値を真値に近づけることができるものの、カラムによって分離された成分が拡散コイルによって混合される結果、低濃度成分のピークも鈍ってしまい、分析能力が低下するという課題があった。また、カラムによって一旦分離した成分を拡散コイルによって混合するので、クロマトグラムにおけるピークの半値幅が広がる結果、溶出した成分を分析するために、分離に要した時間以上に分析時間がかかってしまいうという課題もあった。

【0009】

【発明の開示】

本発明は、上記した事情のもとで考え出されたものであって、試料の濃度のば

らつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できると同時に、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすることができる結果、正確かつ迅速な測定を行なえる高速液体クロマトグラフィー装置を提供することを、その目的とする。

【0010】

上記の課題を解決するため、本発明では、次の技術的手段を講じている。

【0011】

本発明の第1の側面によれば、検体を希釈液により希釈してなる試料と、移動相としての溶離液とをカラムに供給し、カラムによって分離された成分と前記溶離液とからなる被検液を検出器に供給して、この検出器の測定流路を流れる前記被検液の吸光度を測定することによって、前記検体中の任意の成分の成分比率を測定する高速液体クロマトグラフィー装置であって、検出器は、前記カラムからの前記被検液が流入する供給流路と、この供給流路を通った前記被検液を前記測定流路に流入させる渦流生成路とを有しており、渦流生成路は、前記測定流路に流入する前記被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたことを特徴とする、高速液体クロマトグラフィー装置が提供される。

【0012】

好ましい実施の形態によれば、検体は、血液であり、血液中のヘモグロビンにおける糖化ヘモグロビンの比率を測定する構成とした。

【0013】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路は、前記供給流路および前記測定流路よりも流路断面積が小さく、かつ、前記渦流生成路の軸芯は、前記測定流路の軸芯を外れた方向に向かって延びている。

【0014】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯と交差する。

【0015】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯

および前記測定流路の軸芯とねじれの位置にある。

【0016】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路は、前記供給流路側から前記測定流路側にかけて次第に流路断面積が小さくなっている。

【0017】

このように、測定流路直前の渦流生成路を、測定流路に流入する被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたので、測定流路に流入する被検液を短時間で拡散させることができる。したがって、測定流路の流路断面において被検液の濃度勾配を生じないことから、試料の濃度のばらつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できる。しかも、被検液の拡散を必要最小限に抑えることができることから、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすことができる。この結果、正確かつ迅速な測定を行なえる。

【0018】

本発明のその他の特徴および利点は、添付図面を参照して以下に行う詳細な説明によって、より明らかとなろう。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好ましい実施の形態を、図面を参照して具体的に説明する。

【0020】

図1は、本発明に係る高速液体クロマトグラフィー装置の一例としての糖化ヘモグロビン測定装置の概略構成図であって、この糖化ヘモグロビン測定装置は、試料前処理部1、分析部2、インジェクションバルブ3、制御装置4、および排液部5を備えている。試料前処理部1は、試料調製部11、および送液ポンプ12を備えている。分析部2は、溶離液調製部21、送液ポンプ22、カラム23、および検出器24を備えている。インジェクションバルブ3は、インジェクションループ31を備えているとともに、6個のポート3a～3fを有している。ポート3aはカラム23に接続され、ポート3bは送液ポンプ22に接続され、ポート3cはインジェクションループ31の一端に接続され、ポート3d、3e

は試料調製部 1 1 に接続され、ポート 3 f はインジェクションループ 3 1 の他端に接続されている。

【0021】

試料前処理部 1 は、試料を調製してインジェクションループ 3 1 に導入する。分析部 2 は、インジェクションループ 3 1 から注入された試料を成分分離して測定する。インジェクションバルブ 3 は、インジェクションループ 3 1 を試料前処理部 1 の試料調製部 1 1 に接続する状態と分析部 2 のカラム 2 3 に接続する状態とに切り替わる。制御装置 4 は、マイクロコンピュータなどを備えており、試料前処理部 1 の送液ポンプ 1 2、分析部 2 の送液ポンプ 2 2、インジェクションバルブ 3、および排液部 5 のポンプやバルブなどを駆動制御するとともに、検出器 2 4 からの検出信号に基づいて測定結果を図外の記録部に印刷させ、また図外の表示部に表示させる。排液部 5 は、試料前処理部 1 および分析部 2 からの排液を処理する。

【0022】

試料調製部 1 1 は、検体としての血液を図外の検体収容容器から所定量吸引し、希釈液により希釈することによって試料を調製する。調製された試料は、試料調製部 1 1 に内蔵されている希釈槽に貯留される。送液ポンプ 1 2 は、試料調製部 1 1 により調製された試料を希釈槽からインジェクションループ 3 1 に送り込む。

【0023】

溶離液調製部 2 1 は、移動相としての溶離液を調製する。溶離液調製部 2 1 には、相互に濃度の異なる溶離液を貯留する複数の溶離液槽や、これら溶離液槽からの溶離液の流路を合流させるマニホールドなどが備えられている。送液ポンプ 2 2 は、溶離液調製部 2 1 によって調製された溶離液をインジェクションバルブ 3 を介してカラム 2 3 に送り込む。カラム 2 3 は、溶離液とともに供給される試料を目的成分毎に分離する。検出器 2 4 は、分光光度計などを備えており、カラム 2 3 により分離された成分と溶離液とからなる被検液の吸光度を測定する。

【0024】

インジェクションループ 3 1 は、試料を所定量貯留する。

【0025】

なお、試料前処理部 1 や分析部 2 の全体的な構成は周知であるので、これ以上の具体的な説明は省略する。

【0026】

図 2 は、検出器 24 の一部切欠斜視図であって、検出器 24 は、セル 41、発光素子収容部 42、および受光素子収容部 43 を備えている。セル 41 と発光素子収容部 42 との間には、円板状の透明板 45、および円形のレンズ 46 が設置されており、セル 41 と受光素子収容部 43 との間には、円板状の透明板 47、および円形のレンズ 48 が設置されている。発光素子収容部 42 とレンズ 46 との間には、レンズ押えとしての O リング 51 が介装されており、受光素子収容部 43 とレンズ 48 との間には、レンズ押えとしての O リング 52 が介装されている。O リング 51、52 は、半径方向の断面が円形である。なお図示していないが、発光素子収容部 42 には、発光素子としてのたとえばハロゲンランプが設置され、受光素子収容部 43 には、受光素子としてのたとえばフォトダイオードあるいはホトトランジスタが設置される。また、セル 41 と発光素子収容部 42 との間には、パッキンが介装されている。また、セル 41 と受光素子収容部 43 との間には、パッキンが介装されている。透明板 45 および透明板 47 は、全体が透明であってもよいし、測定流路 55 に対応する部分すなわち中央部付近だけが透明であってもよい。

【0027】

セル 41 には、カラム 23 からの被検液と測定用の光とが通過する測定流路 55 と、カラム 23 からの被検液が流入する供給流路 56 と、測定流路 55 を通過した被検液を検出器 24 の外部に導く排出流路 57 とが形成されている。

【0028】

図 3 は、セル 41 の正面図、図 4 は、図 3 における A-A 矢視断面図であって、測定流路 55 は、セル 41 のほぼ中心部を厚み方向に貫通する直線状に形成されている。供給流路 56 は、セル 41 の右端面から測定流路 55 の下方まで直線状に延び、そこで直角に屈曲して、セル 41 の正面まで直線状に延びている。供給流路 56 と測定流路 55 とは渦流生成路 58 を介して連通している。排出流路

5 7 は、測定流路 5 5 の終端からセル 4 1 の背面を上面側に延び、直角に屈曲してセル 4 1 の正面側に延び、さらに直角に屈曲してセル 4 1 の上面まで直線状に延びている。

【 0 0 2 9 】

図 5 は、セル 4 1 における渦流生成路 5 8 付近の拡大図であって、セル 4 1 の正面には、供給流路 5 6 の終端から測定流路 5 5 の始端に至る溝 5 9 が形成されており、この溝 5 9 によって渦流生成路 5 8 が構成されている。すなわち、セル 4 1 と透明板 4 7 とを当接させることにより、溝 5 9 の部分が両端を除いて閉塞された空間となり、この空間が渦流生成路 5 8 を構成する。溝 5 9 は、供給流路 5 6 側から測定流路 5 5 側にかけて先細り状になっており、かつ、供給流路 5 6 の軸芯 5 6 a と測定流路 5 5 の軸芯 5 5 a とを結ぶ線分 B に対して傾斜する方向に延びている。渦流生成路 5 8 の被検液流れ方向と直交する方向の溝 5 9 の断面形状は、半円形である。

【 0 0 3 0 】

次に動作を説明する。いま、インジェクションバルブ 3 のポート 3 b とポート 3 c とが連通し、ポート 3 d とポート 3 e とが連通し、ポート 3 f とポート 3 a とが連通しているものとする。送液ポンプ 2 2 により溶離液調製部 2 1 からインジェクションバルブ 3 のポート 3 b に供給された溶離液は、ポート 3 c、インジェクションループ 3 1、ポート 3 f、およびポート 3 a を通ってカラム 2 3 に流入する。したがって、インジェクションループ 3 1 に貯留されている所定量の試料は、溶離液調製部 2 1 からの溶離液とともにカラム 2 3 に流入し、試料の注入が行われる。

【 0 0 3 1 】

この後、送液ポンプ 1 2 により試料調製部 1 1 からインジェクションバルブ 3 のポート 3 e に洗浄液が送出され、この洗浄液は、排液としてポート 3 d から試料調製部 1 1 の希釈槽に至る。これにより、試料前処理部 1 における試料の流路に残留した試料が洗浄液により除去される。

【 0 0 3 2 】

この後、試料調製部 1 1 の各部が制御装置 4 によって制御されることにより、

検体収容容器から所定量の血液が吸引され、所定の希釈液により希釈されて、試料の調製が行われる。

【0033】

この後、制御装置4によってインジェクションバルブ3の接続状態が切り替えられ、ポート3aとポート3bとが連通し、ポート3cとポート3dとが連通し、ポート3eとポート3fとが連通する。そして、送液ポンプ12により試料が試料調製部11からインジェクションバルブ3のポート3eに送出される。インジェクションバルブ3のポート3eはポート3fに接続された状態であるので、試料はインジェクションループ31に流入し、インジェクションループ31に所定量の試料が導入される。インジェクションループ31から溢れた試料は、排液としてポート3c、3dを通過して試料調製部11の希釈槽に戻る。なお、溶離液調製部21からインジェクションバルブ3のポート3bに送出された溶離液は、インジェクションループ31を通らずにポート3aから流出し、カラム23に供給される。

【0034】

一方、溶離液とともにカラム23に注入された試料は、カラム23により分離され、分離された成分と溶離液とからなる被検液が検出器24に供給されて、検出器24の測定流路55を通る被検液の吸光度が検出器24により測定され、検出器24からの検出信号が制御部4に入力されて、HbA1ab、HbF、HbA1c、HbA0などのクロマトグラムや各成分の比率などが測定結果として表示されるとともに記録用紙上に印刷される。

【0035】

このとき、供給流路56と測定流路55との間に渦流生成路58が設けられているので、被検液に渦流が生じ、流路断面における濃度が均一化される。すなわち、渦流生成路58が先細り状であるので、被検液の流速が高速化され、しかも、渦流生成路58が測定流路55の直前に位置し、かつ渦流生成路58は線分Bに対して傾斜する方向に延びているので、測定流路55の始端において被検液が軸芯55aから外れた方向に流入することから、測定流路55の始端部において被検液が瞬間的に螺旋状を描くように流れ、この結果、被検液が短時間で拡散さ

れる。したがって、測定流路 5 5 の被検液は、流路断面における濃度が均一化され、濃度勾配を生じることがない。

【0036】

検出器 2 4 を通過した被検液は、機外の排液収容設備に至る。また、排液部 5 に吸引された排液は、機外の排液収容設備に排出される。

【0037】

図 6 は、血液の希釈倍率と糖化ヘモグロビン測定装置による H b A 1 c の測定結果との関係を示す説明図であって、横軸は血液の希釈倍率の逆数、縦軸は全ヘモグロビン中の H b A 1 c の割合である。図 6 において、実線は上記実施形態における糖化ヘモグロビン測定装置による測定結果を表しており、破線は拡散コイルを備えていない従来の糖化ヘモグロビン測定装置による測定結果を表している。図 6 から明らかなように、上記実施形態における糖化ヘモグロビン測定装置によれば、血液の希釈倍率の変化に対する H b A 1 c の測定値の変化が、拡散コイルを備えていない従来の糖化ヘモグロビン測定装置と比較して格段に少ない。なお、拡散コイルを備えた従来の糖化ヘモグロビン測定装置によれば、血液の希釈倍率の変化に対する H b A 1 c の測定値の変化は比較的小さいものの、低濃度成分の分析能力が大幅に低下するとともに、溶出成分の分析時間が大幅に増加することが、実験により確認されている。

【0038】

このように、供給流路 5 6 と測定流路 5 5 との間に渦流生成路 5 8 を設けたので、測定流路 5 5 に流入する被検液を短時間で拡散させて、測定流路 5 5 の流路断面における被検液の濃度を均一化できることから、試料の濃度のばらつきに起因する H b A 0 の測定誤差を解消できる。しかも、被検液の拡散を必要最小限に抑えることができることから、従来の糖化ヘモグロビン測定装置における拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすることができる。この結果、正確かつ迅速な測定を行なえる。

【0039】

なお、上記実施形態においては、図 5 に示すように、供給流路 5 6 側から測定流路 5 5 側にかけて次第に先細り状になる渦流生成路 5 8 を設けたが、図 7 に示

すように、供給流路 56 側から測定流路 55 側にかけて次第に先太り状になる渦流生成路 61 を設けてもよい。

【0040】

あるいは、図 8 に示すように、供給流路 56 の終端から測定流路 55 の始端に至るまで、一様な流路断面積の渦流生成路 62 を設けてもよい。渦流生成路 62 の半径は、測定流路 55 の半径および供給流路 56 の半径よりも小さい。渦流生成路 62 の軸芯は、供給流路 56 の軸芯 56a と測定流路 55 の軸芯 55a とを結ぶ線分 B と平行である。すなわち、渦流生成路 62 の軸芯は、供給流路 56 の軸芯 56a および測定流路 55 の軸芯 55a とねじれの位置にある

【0041】

また、図 9～図 14 に示すようなセルを用いてもよい。すなわち、図 9 は、別の実施形態におけるセルの正面図、図 10 は、図 9 における C-C 矢視断面図、図 11 は、図 9 における D-D 矢視断面図、図 12 は、図 9 における E-E 矢視断面図、図 13 は、同背面図、図 14 は、渦流生成路付近の拡大図であって、このセル 71 においては、供給流路 72 と渦流生成路 73 とが直交しておらず、ほぼ 45 度の角度をなしている。その他の構成はセル 41 とほぼ同様である。もちろん、渦流生成路 73 は測定流路 74 に連通しており、測定流路 74 は排出流路 75 に連通している。

【0042】

なお、糖化ヘモグロビン測定装置の全体構成、検出器 24 およびセル 41、71 の具体的構成、ならびに渦流生成路 58、73 の具体的形状などは、上記各実施形態のように限定されるものではない。

【0043】

また、上記各実施形態においては、本発明の高速液体クロマトグラフィー装置を糖化ヘモグロビン測定装置として利用したが、本発明の高速液体クロマトグラフィー装置は、糖化ヘモグロビン測定装置以外の検体測定装置としてももちろん利用できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明に係る高速液体クロマトグラフィー装置の一例としての糖化ヘモグロビン測定装置の概略構成図である。

【図 2】

図 1 に示す糖化ヘモグロビン測定装置に備えられた検出器の一部切欠斜視図である。

【図 3】

図 2 に示す検出器に備えられたセルの正面図である。

【図 4】

図 3 における A - A 矢視断面図である。

【図 5】

図 3 に示すセルにおける渦流生成路付近の拡大図である。

【図 6】

血液の希釈倍率と H b A 1 c の測定値との関係の説明図である。

【図 7】

他の実施形態における渦流生成路付近の拡大図である。

【図 8】

さらに他の実施形態における渦流生成路付近の拡大図である。

【図 9】

さらに他の実施形態におけるセルの正面図である。

【図 1 0】

図 9 における C - C 矢視断面図である。

【図 1 1】

図 9 における D - D 矢視断面図である。

【図 1 2】

図 9 における E - E 矢視断面図である。

【図 1 3】

図 9 に示すセルの背面図である。

【図 1 4】

図 9 に示すセルにおける渦流生成路付近の拡大図である。

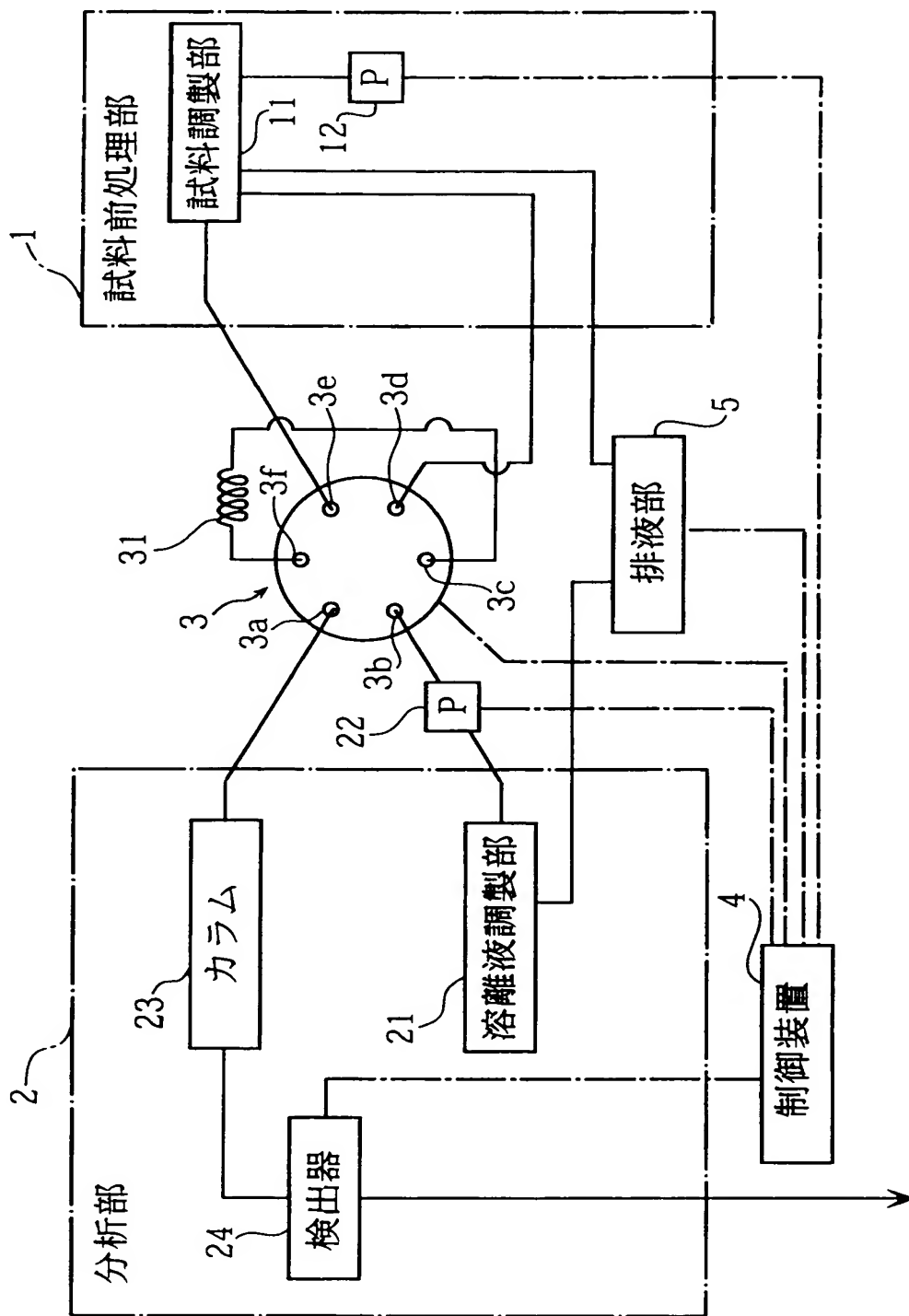
【符号の説明】

- 2 3 カラム
- 2 4 検出器
- 4 1 セル
- 5 5 測定流路
- 5 6 供給流路
- 5 7 排出流路
- 5 8 渦流生成路
- 5 9 溝
- 6 1 渦流生成路
- 6 2 渦流生成路
- 7 1 セル
- 7 2 供給流路
- 7 3 渦流生成路
- 7 4 測定流路
- 7 5 排出流路

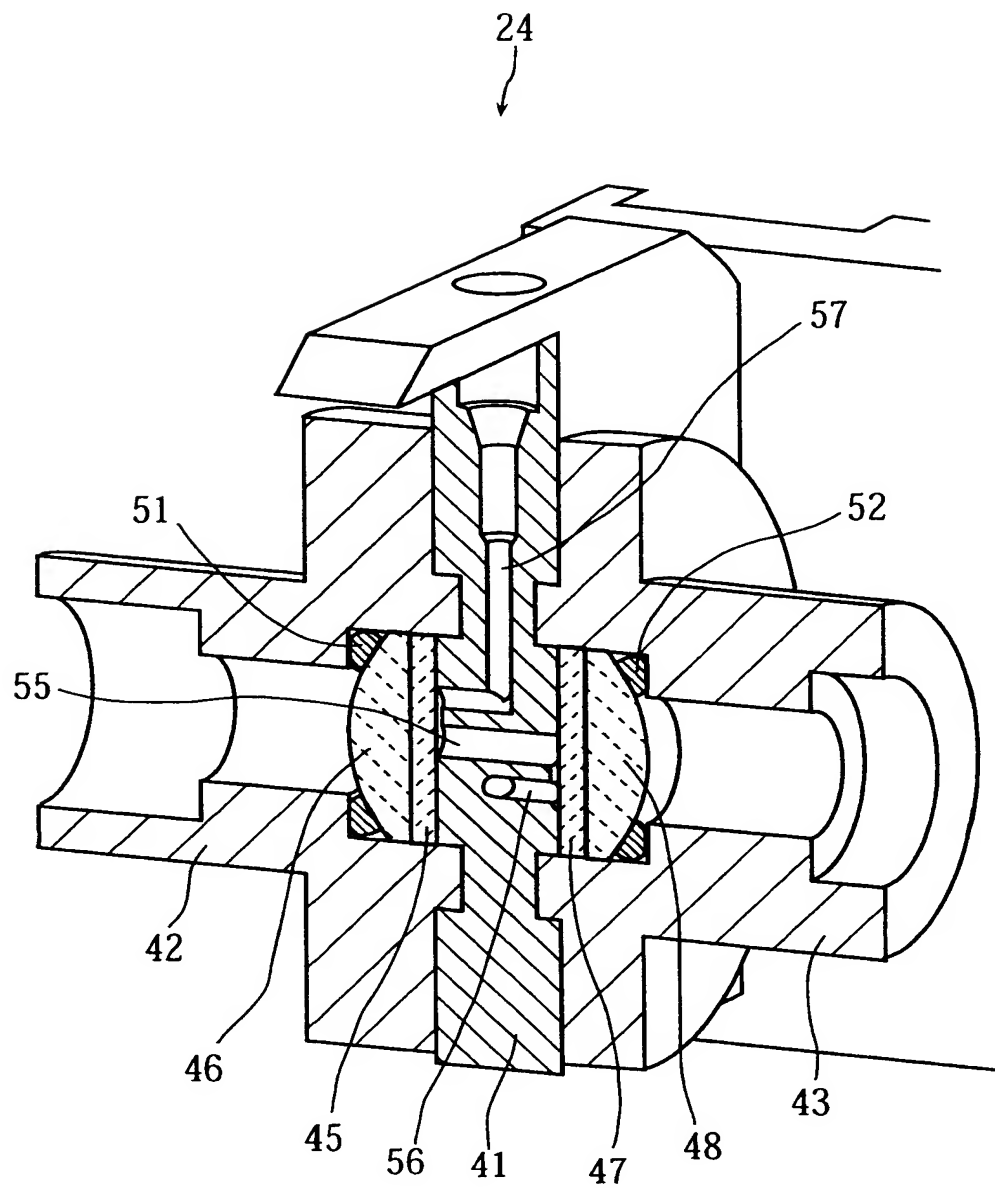
【書類名】

凶面

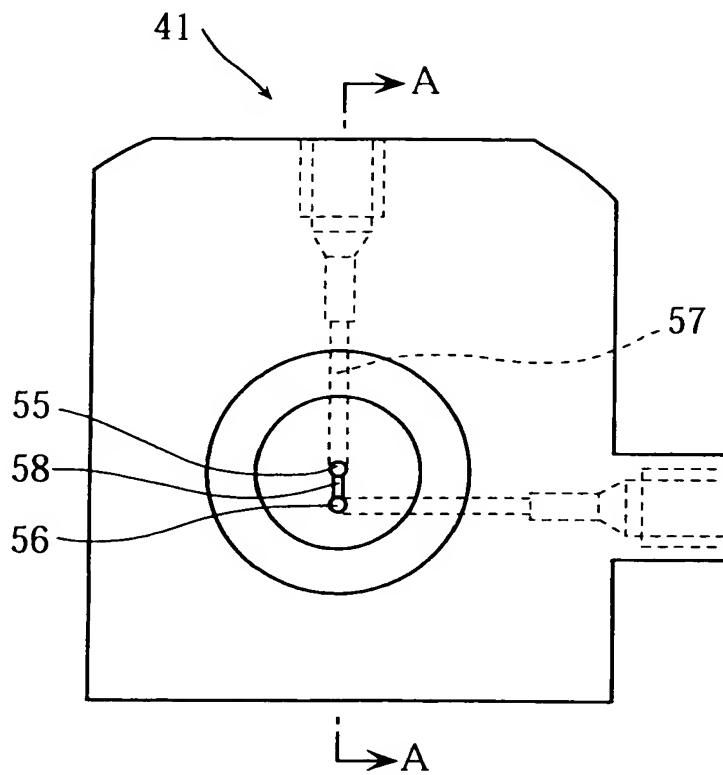
【図 1】



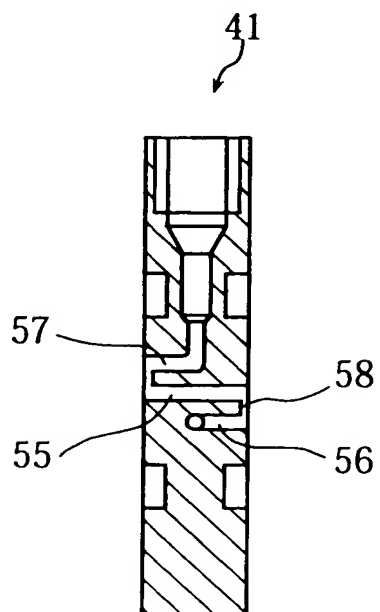
【図2】



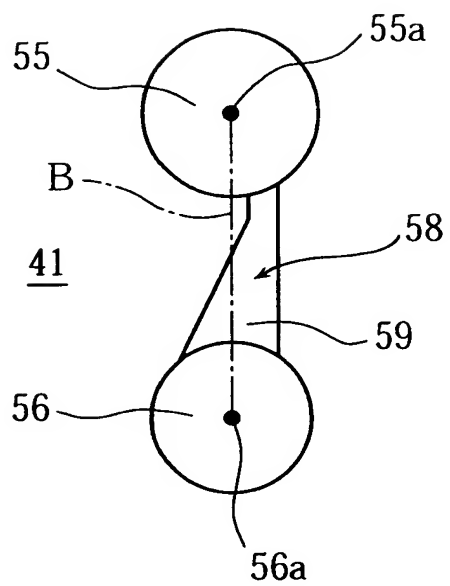
【図 3】



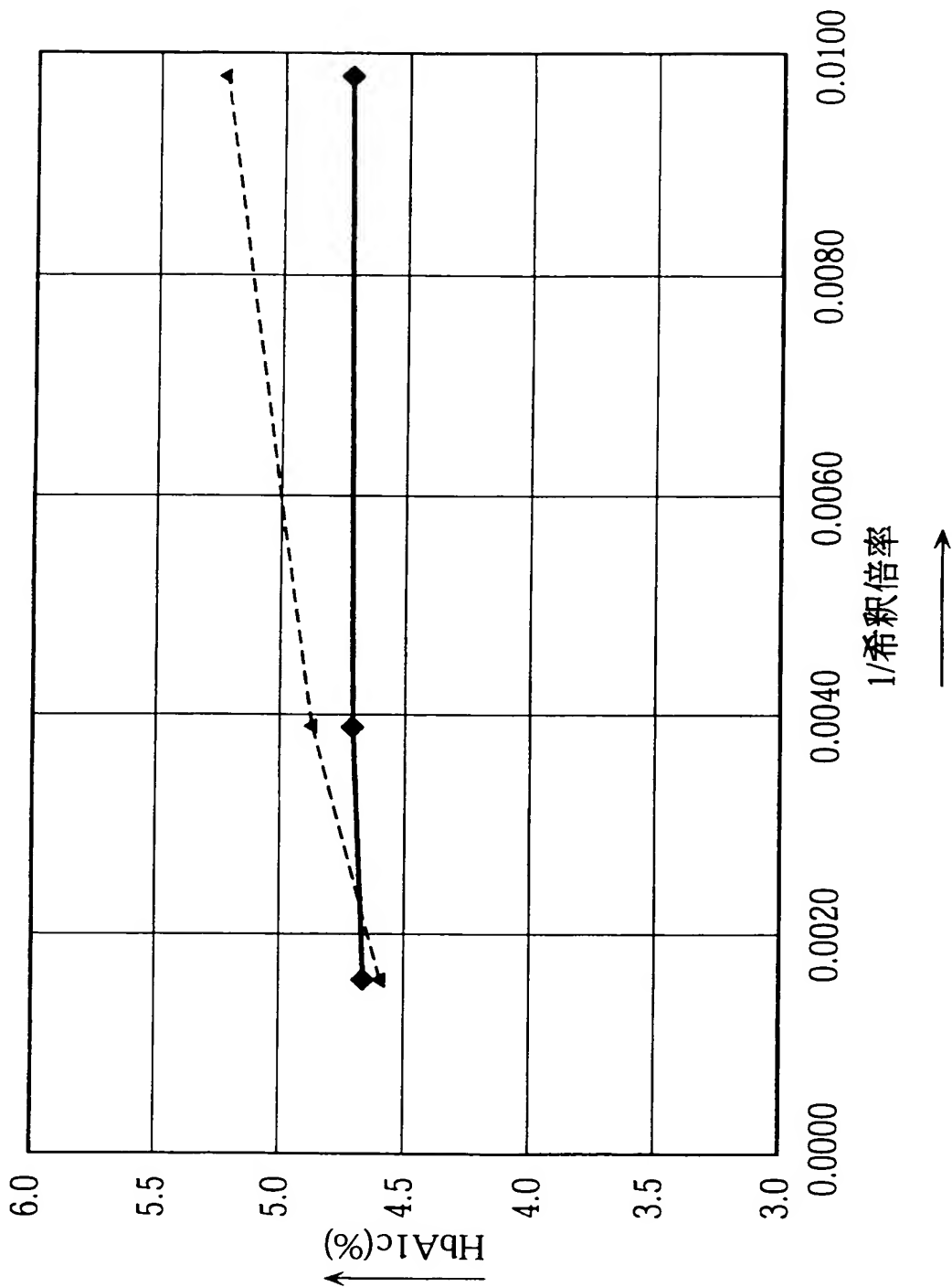
【図 4】



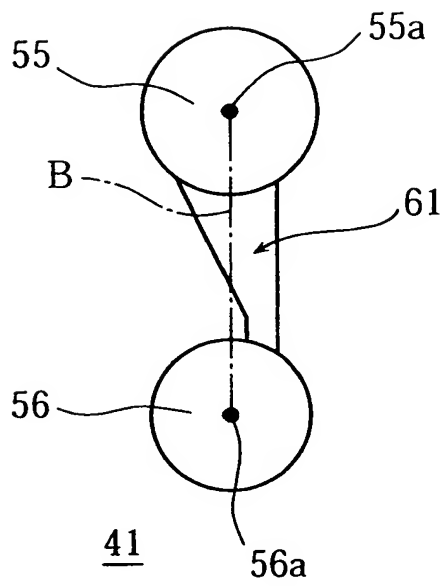
【図5】



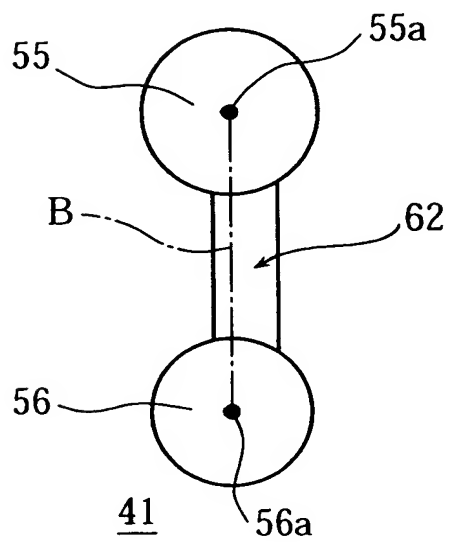
【図 6】



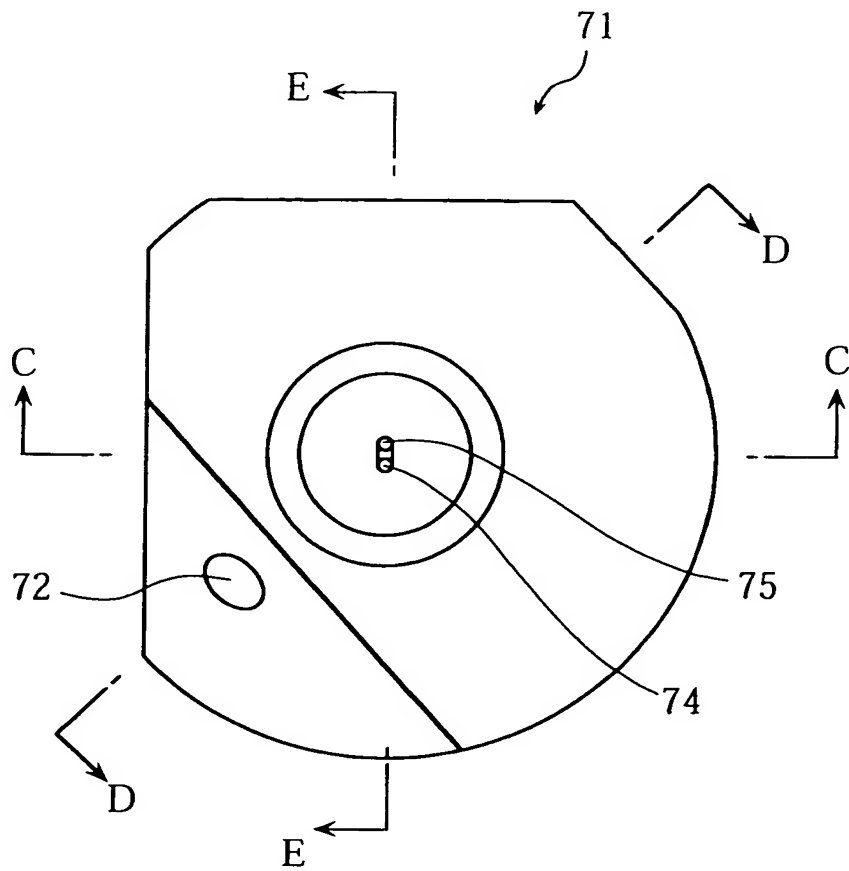
【図7】



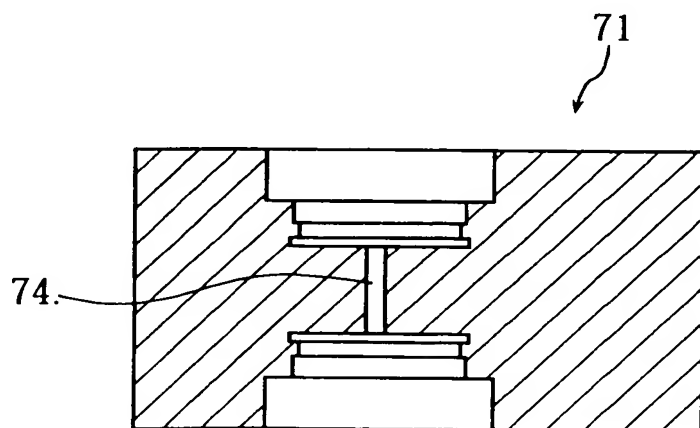
【図8】



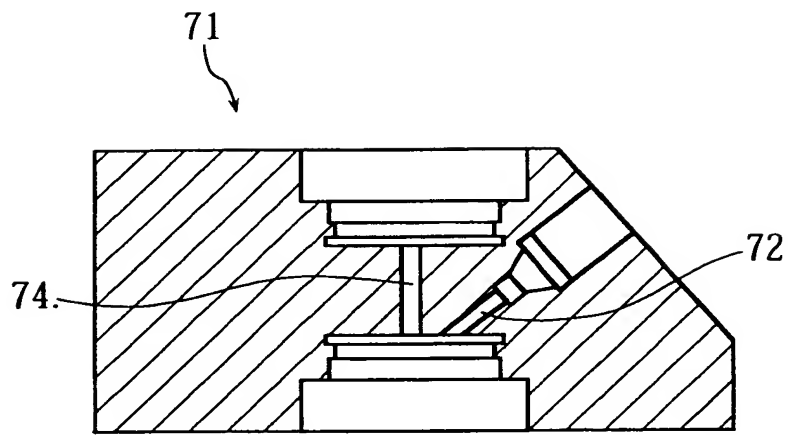
【図 9】



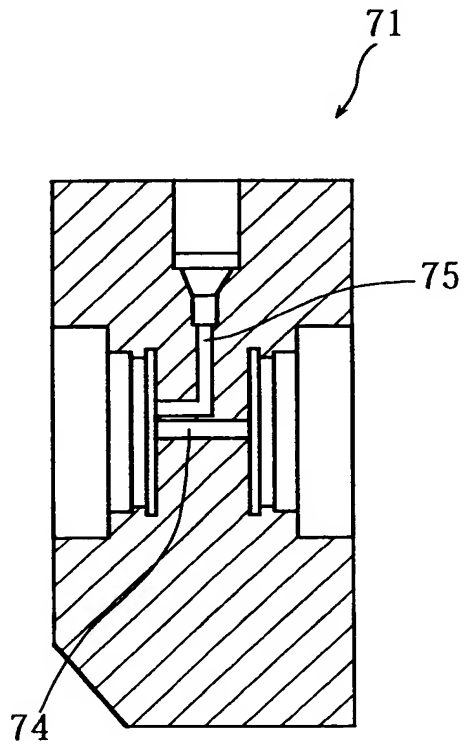
【図 1 0】



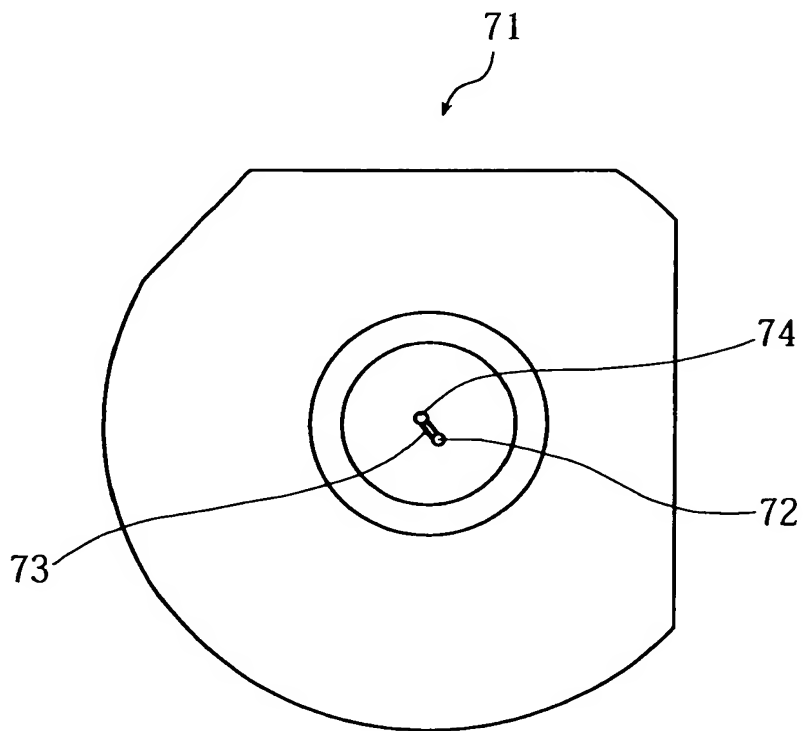
【図 1 1】



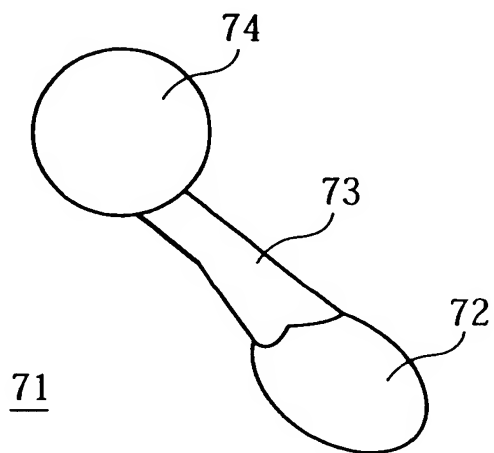
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 試料の濃度のばらつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できると同時に、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすることができる結果、正確かつ迅速な測定を行なえる高速液体クロマトグラフィー装置を提供する。

【解決手段】 検出器は、カラムからの被検液が流入する供給流路56と、この供給流路56を通った被検液を測定流路55に流入させる渦流生成路58とを有しており、渦流生成路58は、測定流路55に流入する被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成とした。

【選択図】 図5

認定・付加情報

特許出願の番号	平成11年 特許願 第276450号
受付番号	59900949899
書類名	特許願
担当官	池田 澄夫 6987
作成日	平成11年10月 5日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】	000141897
【住所又は居所】	京都府京都市南区東九条西明田町57番地
【氏名又は名称】	株式会社京都第一科学
【代理人】	申請人
【識別番号】	100086380
【住所又は居所】	大阪府大阪市天王寺区玉造元町2番32-130
	1 共栄国際特許事務所
【氏名又は名称】	吉田 稔

【選任した代理人】

【識別番号】	100103078
【住所又は居所】	大阪府大阪市天王寺区玉造元町2番32-130
	1 共栄国際特許商標事務所
【氏名又は名称】	田中 達也

【選任した代理人】

【識別番号】	100105832
【住所又は居所】	大阪市天王寺区玉造元町2番32-1301 共
	栄国際特許商標事務所
【氏名又は名称】	福元 義和

次頁無

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000141897]

1. 変更年月日 1990年 8月11日
 [変更理由] 新規登録
 住 所 京都府京都市南区東九条西明田町57番地
 氏 名 株式会社京都第一科学
2. 変更年月日 2000年 6月12日
 [変更理由] 名称変更
 住 所 京都府京都市南区東九条西明田町57番地
 氏 名 アークレイ株式会社